

(19)



JAPANESE PATENT OFFICE

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **10276995 A**

(43) Date of publication of application: **20.10.98**

(51) Int. Cl.

**A61B 5/04**

(21) Application number: **09099762**

(22) Date of filing: **02.04.97**

(71) Applicant: **SUZUKI MOTOR CORP**

(72) Inventor:  
**MIYATA TAKASHI  
MATSUO NORIYOSHI  
UCHIDA HITOSHI  
SAWADA NAOMI  
TOMITA YUTAKA**

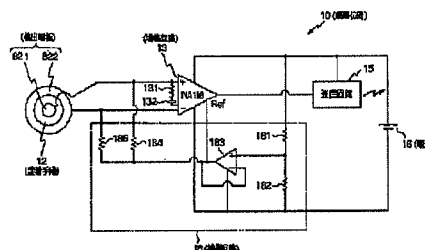
(54) **MYOELECTROMETER**

(57) Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To enable measurement of myoelectric potential to be run without restricting movement of a subject.

SOLUTION: A myoelectrometer 10 is equipped with detection electrodes 821 and 822, and a fixing means 12 to tightly fix the detection electrodes 821 and 822 to a subject's skin, an amplification circuit 13 to amplify the myoelectric potential inputted from the detection electrodes 821 and 822, a transmitting circuit 15 to output the myoelectric potential, amplified by the amplification circuit 13, by radio transmission and a battery 16 to supply power to the transmitting circuit 15 and the amplification circuit 13. The battery 16 outputs only a certain direct current voltage, therefore, a compensation circuit 18, to divide the direct current voltage into a reference voltage and to output to the amplification circuit 13, is installed to.

COPYRIGHT: (C)1998,JPO



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-276995

(43) 公開日 平成10年(1998)10月20日

(51) Int.Cl.<sup>9</sup>

A 6 1 B 5/04

識別記号

F I

A 6 1 B 5/04

Z

審査請求 未請求 請求項の数5 F D (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願平9-99762

(22) 出願日 平成9年(1997)4月2日

(71) 出願人 000002082

スズキ株式会社  
静岡県浜松市高塚町300番地

(72) 発明者 宮田 隆

神奈川県横浜市都筑区桜並木2番1号 ス  
ズキ株式会社技術研究所内

(72) 発明者 松尾 典義

神奈川県横浜市都筑区桜並木2番1号 ス  
ズキ株式会社技術研究所内

(72) 発明者 内田 仁

神奈川県横浜市都筑区桜並木2番1号 ス  
ズキ株式会社技術研究所内

(74) 代理人 弁理士 高橋 勇

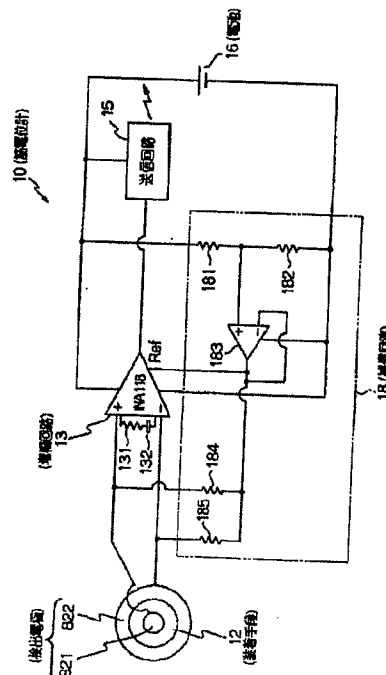
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 筋電位計

(57) 【要約】

【課題】 被験者の行動を制限することなく、筋電位を計測できるようにする。

【解決手段】 本発明の筋電位計10は、筋電位を入力する一対の検出電極821、822と、検出電極821、822を皮膚に密着させる装着手段12と、検出電極821、822から入力された筋電位を増幅する増幅回路84と、増幅回路84で増幅された筋電位を無線によって出力する送信回路14と、送信回路14及び増幅回路84に電力を供給する電池16とを備えたものである。また、電池16はただ一つの直流定電圧を出力するものであり、この直流定電圧を分圧して基準電圧として増幅回路84へ出力する補償回路18が付設されている。



**【特許請求の範囲】**

【請求項1】 筋電位を入力する一対の検出電極と、これらの検出電極を皮膚に密着させる装着手段と、前記検出電極から入力された筋電位を増幅して筋電位信号として出力する増幅回路と、この増幅回路から出力された筋電位信号を無線によって出力する送信回路と、この送信回路及び前記増幅回路に電力を供給する電池とを備えた筋電位計。

【請求項2】 前記検出電極及び前記装着手段が下面に設けられた第一の板状体と、この第一の板状体の上面に積層されるとともに前記増幅回路等の接地電位となる第二の板状体と、この第二の板状体の上面に積層されるとともに前記増幅回路等の電子回路基板が収容された第三の板状体と、この第三の板状体の上面に積層されるとともに前記電池が収容された第四の板状体とを備えた、請求項1記載の筋電位計。

【請求項3】 前記電池がただ一つの直流定電圧を出力するものであり、この直流定電圧を分圧して基準電圧として前記増幅回路へ出力する補償回路を更に備えた、請求項1又は2記載の筋電位計。

【請求項4】 前記補償回路は前記検出電極から入力された筋電位に含まれるノイズを除去する機能を有する、請求項3記載の筋電位計。

【請求項5】 前記増幅回路は、前記検出電極から入力された筋電位を増幅する際の利得を設定する機能と、前記検出電極から入力された筋電位に含まれるノイズを増幅前に除去する高域通過フィルタとしての機能とを有する、請求項1、2、3又は4記載の筋電位計。

**【発明の詳細な説明】****【0001】**

【発明の属する技術分野】 本発明は、電気現象として計測できる生理情報のうち、筋肉活動によって生じる筋電位 (electromyography: EMG) を計測するための筋電位計に関する。このような筋電位計は、筋肉群の動作計測やバイオメカニクス等の生体研究分野、及びバイオフィードバックやリハビリテーション等の医療分野において用いられる。

**【0002】**

【従来の技術】 図7は、従来の筋電位計を示す回路図である。以下、この図面に基づき説明する。

【0003】 従来の筋電位計80は、筋電位を入力する一対の検出電極821、822及び一個の接地電極823と、検出電極821、822から入力された筋電位を増幅する増幅回路84と、増幅回路84で増幅された筋電位を計測器88へ出力するリード線861と、増幅回路84へ電力を供給するためのリード線862、863と、増幅回路84へ基準電圧を供給するためのリード線864と、接地電極823を接地電位に導通させるリード線865とを備えたものである。

【0004】 検出電極821、822は、指向性を考慮

することなく筋電位を計測できるように、同心円状に配設されたものである。増幅回路84には、アナログデバイス社製「AD620BR」という名称のICを用いている。このICには、利得設定用の抵抗器841が接続されている。計測器88には、±電源881、882が内蔵されている。±電源881、882は、リード線862、863を介して増幅回路84へ電力を供給する。

【0005】 筋電位は、通常0Vを基準とした交流信号とみなすことができる。そのため、筋電位を計測するには、0Vを基準とした±電源881、882が必要となる。この基準となる電位0Vを安定させるために、検出電極821、822だけではなく接地電極823も皮膚に貼付している。

【0006】 このような筋電位計は、例えば「西村、富田：増幅機能をもつ筋電位計の試作，計測自動制御学会論文集，vol. 29, No. 12, 1474/1476(1993)」に記載されている。

**【0007】**

【発明が解決しようとする課題】 従来の筋電位計80では、計測器88との間に五本のリード線861～865が必要となる。そのため、被験者の行動は、リード線861～865の長さの範囲内に制限されるとともに、リード線861～865が振れたり外れたりしない程度の単純で軽いものに制限される。

**【0008】**

【発明の目的】 そこで、本発明の目的は、被験者の行動を制限することなく、筋電位を計測できるようにした筋電位計を提供することにある。

**【0009】**

【課題を解決するための手段】 請求項1記載の筋電位計は、筋電位を入力する一対の検出電極と、これらの検出電極を皮膚に密着させる装着手段と、前記検出電極から入力された筋電位を増幅して筋電位信号として出力する増幅回路と、この増幅回路で増幅された筋電位を無線によって出力する送信回路と、この送信回路及び前記増幅回路に電力を供給する電池とを備えたものである。従来の有線方式に代えて無線方式を採用することで、リード線を排除する。これにより、被験者の行動が自由になる。

【0010】 請求項2記載の筋電位計は、請求項1記載の筋電位計において、前記検出電極及び前記装着手段が下面に設けられた第一の板状体と、この第一の板状体の上面に積層されるとともに前記増幅回路等の接地電位となる第二の板状体と、この第二の板状体の上面に積層されるとともに前記増幅回路等の電子回路基板が収容された第三の板状体と、この第三の板状体の上面に積層されるとともに前記電池が収容された第四の板状体とを備えたものである。第一乃至第四の板状体を積層した四層構造としたので、平面的に構成する場合に比べて、占有面

積が最小限になるとともに、各層間の配線も最短距離になる。

【0011】請求項3記載の筋電位計は、請求項1又は2記載の筋電位計において、前記電池がただ一つの直流定電圧を出力するものであり、この直流定電圧を分圧して基準電圧として前記増幅回路へ出力する補償回路を更に備えたものである。従来は、二つの電源すなわち土電源を用い、0Vすなわち接地電位を基準電圧としていた。これに対して、本発明は、ただ一つの直流定電圧を分圧して基準電圧として用いることにより、従来必要であった二つの電源のうちの一方と接地電極とが不要となる。

【0012】請求項4記載の筋電位計は、請求項3記載の筋電位計において、前記補償回路が前記検出電極から入力された筋電位のノイズを除去する機能を有するものである。

【0013】請求項5記載の筋電位計は、請求項1, 2, 3又は4記載の筋電位計において、前記増幅回路が、前記検出電極から入力された筋電位を増幅する際の利得を設定する機能と、前記検出電極から入力された筋電位に含まれるノイズを増幅前に除去する高域通過フィルタとしての機能とを有するものである。

【0014】

【発明の実施の形態】図1は、本発明に係る筋電位計の第一実施形態を示す回路図である。図2は、図1の筋電位計における増幅回路の一例を示す回路図である。図3は、図1の筋電位計における送信回路の一例を示す回路図である。以下、これらの図面に基づき説明する。ただし、図7と同一部分は同一符号を付すことにより重複説明を省略する。

【0015】本実施形態の筋電位計10は、筋電位を入力する一対の検出電極821, 822と、検出電極821, 822を皮膚に密着させる装着手段12と、検出電

$$G = \{ (R_G + 2R_1) j\omega C + 1 \} / (j\omega C R_G + 1) \cdot (R_3 / R_2) \quad \dots \textcircled{1}$$

ここで、 $R_3 = R_2$ 、 $R_G \ll R_1$ 、 $\omega C R_G \gg 1$ とすると、式①は次式で与えられる。

$$|G| = 1 + 2R_1 / R_G \quad (\omega \rightarrow \infty) \quad \dots \textcircled{2}$$

このとき、遮断周波数 $f_c$ は次式で与えられる。

$$f_c = 1 / 2\pi C R_G \quad \dots \textcircled{3}$$

【0019】例えば、 $G = 60\text{ dB}$ の場合、 $f_c = 10\text{ Hz}$ の要求仕様するとき、 $R_1 = 25\text{ k}\Omega$ 、 $R_2 = R_3 = 60\text{ k}\Omega$ であるので、 $R_G = 847\text{ k}\Omega$ 、 $C = 18\text{ }\mu\text{F}$ の設計値を得る。

【0020】補償回路18は、電池16の直流定電圧 $n\text{ V}$ （例えば3V）を分圧する抵抗器181, 182と、抵抗器181, 182で得られる基準電圧 $n/2\text{ V}$ （例えば1.5V）を増幅回路13へ出力するボルテージフォロワとしてのオペアンプ183と、オペアンプ181の出力端子と増幅回路13の土入力端子との間にそれぞ

極821, 822から入力された筋電位を増幅して筋電位信号として出力する増幅回路13と、増幅回路13から出力された筋電位信号を無線によって出力する送信回路15と、送信回路15及び増幅回路13に電力を供給する電池16とを備えたものである。また、電池16はただ一つの直流定電圧を出力するものであり、この直流定電圧を分圧して基準電圧として増幅回路13へ出力する補償回路18が付設されている。

【0016】増幅回路13には、バーブラウン社製「INA118」という名称のICを用いている。このICには、抵抗器131とコンデンサ132との直列回路が接続されている。この直列回路により、検出電極821, 822から入力された筋電位を増幅する際の利得を設定する機能と、検出電極821, 822から入力された筋電位に含まれるノイズを増幅前に除去する高域通過フィルタとしての機能とが実現されている。

【0017】図2に示すように、増幅回路13は非反転増幅器142及び差動増幅器143によって構成されている。非反転増幅器142は、外付けの抵抗器131及びコンデンサ132、オペアンプ133, 134、抵抗器135, 136等によって構成されている。差動増幅器143は、抵抗器137, 138及びオペアンプ139によって構成されている。ここで、抵抗器131の抵抗値を $R_G$ 、コンデンサ132の容量値を $C$ 、抵抗器135, 136の抵抗値を $R_1$ 、抵抗器137, 138の抵抗値を $R_2$ 、抵抗器140, 141の抵抗値を $R_3$ とする。抵抗器131は利得設定用であり、コンデンサ132が無ければすなわち短絡していれば、利得 $G$ は、 $G = 1 + 50[\text{k}\Omega] / R_G$ で与えられる。

【0018】本実施形態では、抵抗器131にコンデンサ132が直列に接続されているので、利得 $G$ は次式で与えられる。

れ接続された抵抗器184, 185とを備えている。オペアンプ181の出力端子と増幅回路13の土入力端子との間にそれぞれ抵抗器184, 185を接続したことにより、検出電極821, 822から増幅回路13の土入力端子までの電圧が抵抗器184, 185を介してオペアンプ181に負帰還するので、検出電極821, 822から入力された筋電位のノイズが除去される。除去されるノイズには、直流成分や共通モードノイズが含まれる。抵抗器181, 182, 184, 185の抵抗値は、例えばそれぞれ1M $\Omega$ である。

【0021】図3に示すように、送信回路15は、例えば一般的なFM変調・発振回路であり、ハイパスフィルタ部148及びFM変調・発振回路部149によって構成されている。ハイパスフィルタ部148は、コンデンサ150、抵抗器151~153等によって構成されて

いる。ハイパスフィルタ部148のカットオフ周波数は約16Hzである。FM変調・発振回路部149は、抵抗器154、158、コンデンサ155、160、可変コンデンサ156、コイル159等によって構成されている。発振周波数を調整するには、可変コンデンサ156の容量値を変える。また、送信回路15は、例えばヘルツ無線株式会社製「H R F-260シリーズ」というワイヤレスモジュールを用いてもよい。

【0022】装着手段12は、例えば検出電極821、822間に塗布された粘着剤である。

【0023】次に、筋電位計10の動作を説明する。装着手段12によって検出電極821、822を皮膚に密着させると、筋肉活動によって生じる筋電位が検出電極821、822から入力される。入力された筋電位は、増幅回路13で増幅された後、送信回路15から無線によって図示しない計測器へ出力される。このように、従来必要であったリード線が不要になるので、リード線によって制限されていた被験者の行動が自由になる。また、電池16及び補償回路18によって、直流定電圧を分圧して基準電圧として用いているので、従来必要であった二つの電源のうちの一方と接地電極とが不要となる。その結果、筋電位計10の小型化及び軽量化が達成される。

【0024】図4乃至図6は本発明に係る筋電位計の第二実施形態を示し、図4は斜視図、図5は底面図、図6は図4におけるVI-VI線縦断面図である。以下、図1及び図4乃至図6に基づき説明する。

【0025】本実施形態の筋電位計20は、検出電極821、822及び装着手段12が下面に設けられた第一の板状体22と、第一の板状体22の上面に積層されるとともに増幅回路13、送信回路15及び補償回路18の接地電位となる第二の板状体24と、第二の板状体24の上面に積層されるとともに増幅回路13、送信回路15及び補償回路18の電子回路基板が収容された第三の板状体26と、この第三の板状体26の上面に積層されるとともに電池16が収容された第四の板状体28とを備えたものである。板状体22～28は、全て直径が等しい円形である。板状体22、24には、透孔301、302が設けられている。透孔301、302には、検出電極821、822と増幅回路13とを接続するリード線321、322が挿通されている。

【0026】このように、板状体22～28を積層した四層構造としたので、平面的に構成する場合に比べて、占有面積が最小限になるとともに、各層間の配線も最短距離になる。その結果、筋電位計20の小型化及び軽量化が達成される。

#### 【0027】

【発明の効果】請求項1乃至4記載の筋電位計によれば、検出電極から入力された筋電位を増幅して無線によって出力することにより、従来必要であったリード線を不要にできるので、リード線によって制限されていた被験者の行動を自由にできる。これに加え、リード線の受信アンテナ化又は揺動によって生ずるノイズも排除できる。

【0028】請求項2記載の筋電位計によれば、全体を四枚の板状体の積層構造としたことにより、占有面積を最小限にできるとともに、各層間の配線も最短距離にできるので、小型化及び軽量化を達成できる。

【0029】請求項3記載の筋電位計によれば、ただ一つの直流定電圧を分圧して基準電圧として用いることにより、従来必要であった二つの電源のうちの一方と接地電極とを不要にできるので、小型化及び軽量化を達成できる。

【0030】請求項4記載の筋電位計によれば、検出電極から入力された筋電位のノイズを除去する機能を補償回路に付与したことにより、SN比を向上できるので、微弱な筋電位信号でも従来より精度よく検出できる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る筋電位計の第一実施形態を示す回路図である。

【図2】図1の筋電位計における増幅回路の一例を示す回路図である。

【図3】図1の筋電位計における送信回路の一例を示す回路図である。

【図4】本発明に係る筋電位計の第二実施形態を示す斜視図である。

【図5】本発明に係る筋電位計の第二実施形態を示す底面図である。

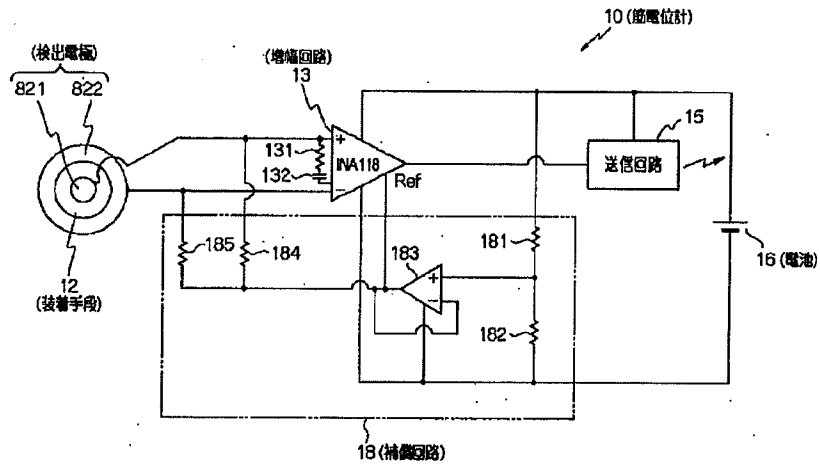
【図6】図4におけるVI-VI線縦断面図である。

【図7】従来の筋電位計を示す回路図である。

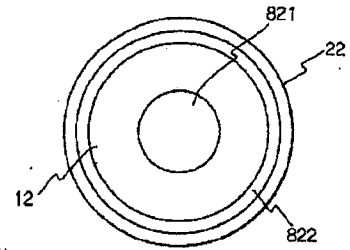
#### 【符号の説明】

10, 20 筋電位計  
12 装着手段  
13 増幅回路  
15 送信回路  
16 電池  
18 補償回路  
22 第一の板状体  
24 第二の板状体  
26 第三の板状体  
28 第四の板状体  
821, 822 検出電極

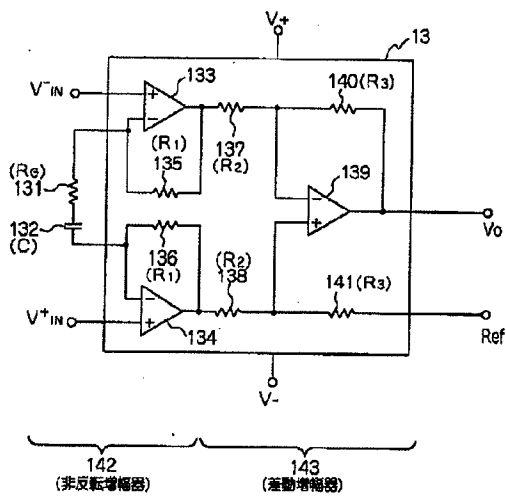
【図1】



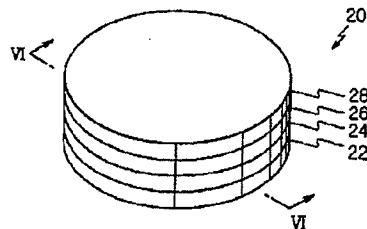
【図5】



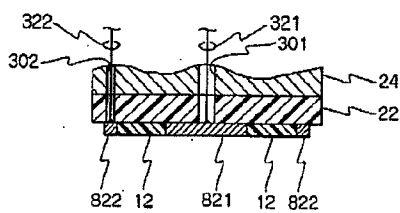
【図2】



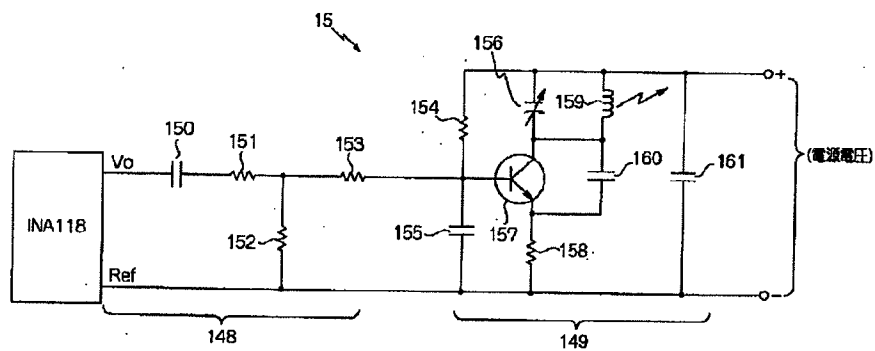
【図4】



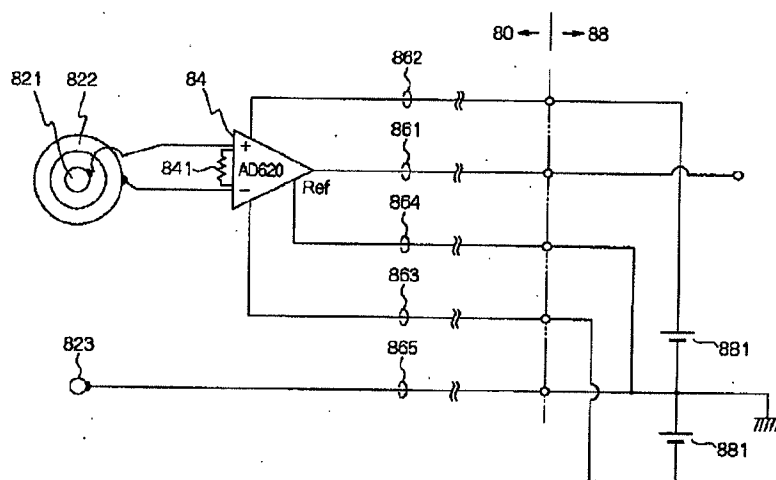
【図6】



【図3】



【図7】



【手続補正書】

【提出日】平成9年7月23日

【手続補正1】

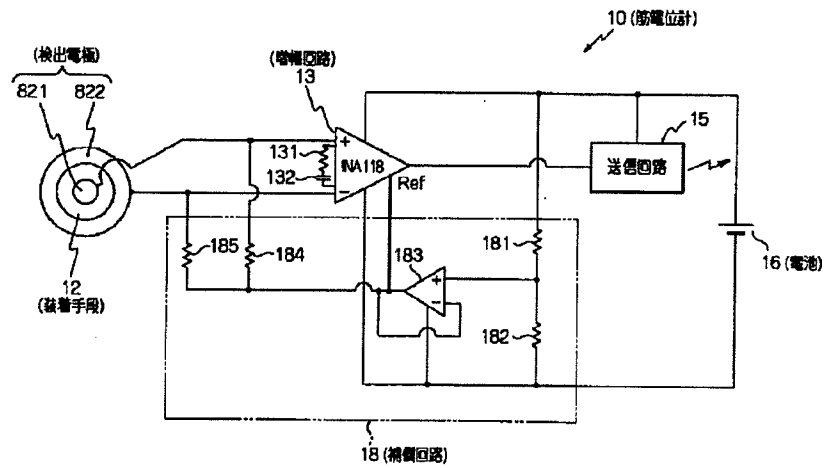
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図1

【補正方法】変更

【補正内容】

【図1】



## 【手続補正書】

【提出日】平成9年9月3日

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0019

【補正方法】削除

フロントページの続き

(72)発明者 沢田 直見

神奈川県横浜市都筑区桜並木2番1号 ス  
ズキ株式会社技術研究所内

(72)発明者 富田 豊

神奈川県横浜市都筑区大丸10-16-304